

[Display without Links](#) | [Return to Results](#)Display
Page

Display from WPINDEX

ANSWER 1 © 2003 THOMSON DERWENT on STN

TitleHuman heart output capacity determining system for examination of cardiac performance - employs O₂**Inventor Name**

GUMBRECHT, W

Patent Assignee

(SIEI) SIEMENS AG

Patent Information

DE 19716105 C1 19980827 (199840)* 11p A61B005-029

Application Information

DE 1997-19716105 19970417

Priority Application Information

DE 1997-19716105 19970417

International Patent Classification

ICM A61B005-029

ICS A61B005-0275; A61B005-08; A61M001-14

Abstract

DE 19716105 C UPAB: 19981021

The system involves the patient's normal cardiac re-oxygenation sequence i.e. the heart, pulmonary artery, lungs, pulmonary vein, systemic artery, body tissue and systemic vein back to the heart. In critical cases, assistance is afforded using an oxygen reservoir, control valve and the inhale/exhale pumps in order to ensure a metered oxygen dosage as a trace indicator measured by the fast-response sensor over a short time interval.

The branch from the systemic artery enables the oxygen concentration in the circulatory flow to be determined over the interval via the sensor and the system controller derives cardiac performance as D divided by integral C.dt.

ADVANTAGE - Provides reliable assessment of performance without need for pulmonary catheter or injection of trace element to circulation.
Dwg.0/4

Accession Number

1998-458047 [40] WPINDEX

Full-Text Options

STN Keep & Share

Search the Web

with





19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Patentschrift
10 DE 197 16 105 C 1

51 Int. Cl.⁶:
A 61 B 5/029
A 61 B 5/08
A 61 B 5/0275
A 61 M 1/14

21 Aktenzeichen: 197 16 105.7-35
22 Anmeldetag: 17. 4. 97
43 Offenlegungstag: -
45 Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 27. 8. 98

DE 197 16 105 C 1

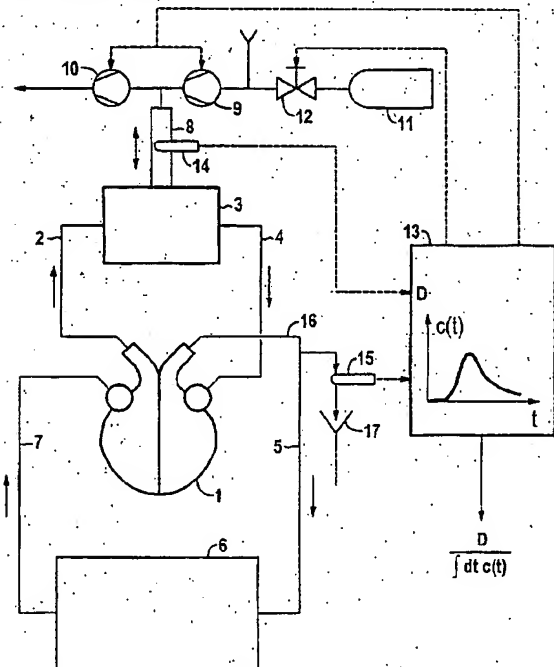
Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

73 Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE
72 Erfinder:
Gumbrecht, Walter, Dr. Dipl.-Chem., 91074
Herzogenaurach, DE

66 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:
US 46 08 995
EP 05 88 153 B1
KHANDPUR, R.S.: Handbook of Biomedical Instru-
mentation. New Delhi: Tata McGraw-Hill Publishing
Co. Ltd., 1987, S.295-299;
KEIDEL, W.-D.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physio-
logie. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag,
1985, S.5.19;
SHAPIRO, B.A. (u.a.): Clinical Application of
Blood Gases, Fourth Edition. Chicago (u.a.): Year
Book Medical Publishers, 1989, S.16-29, 136-163,
242-245;
GUMBRECHT, W. (u.a.): "Integrated pO₂, pCO₂,
pH sensor system for online blood monitoring",
In: Sensors and Actuators B, 18-19 (1994), S.704
bis 708;
TIERNEY, M.J. (u.a.): "Electrochemical Gas Sen-
sor with extremely fast response times",
In: Anal. Chem. Vol.65, 1993, S.3435-3440;

54 Verfahren und Vorrichtung zum Bestimmen einer Förderleistung eines Herzens

57 Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrich-
tung zum Bestimmen einer Förderleistung eines Herzens
(1), welches Blut in einem Kreislauf (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7) durch
eine kontrolliert mit einem Atemgas beatmete Lunge (3)
sowie ein systemisches Gewebe (6) fördert. Das Verfah-
ren umfaßt: Bestimmen eines initialen Ruhezustandes
des Kreislaufs; während eines Zeitraums mit einer kurzen,
vorbestimmten Dauer Markieren des die Lunge (3) durch-
strömenden Blutes mit einer Dosis eines Indikators, wel-
cher dem Blut über das Atemgas zugeführt wird; während
und nach Ablauf des Zeitraums Bestimmen einer zeitli-
chen Verteilung einer Konzentration, mit der der Indikator
in dem von der Lunge (3) zu dem Gewebe (6) strömenden
Blut enthalten ist; und Bestimmen der Förderleistung als
Quotient mit der Dosis als Dividend und einem Integral
der zeitlichen Verteilung als Divisor. Die Vorrichtung hat
einen Gassensor (14) zur Bestimmung der über das Atem-
gas zugeführten Dosis des Indikators und einen Blutsen-
sor (15) in einer beliebigen Arterie (5) des Kreislaufs, mit
welchem die Konzentration bestimmt wird.



DE 197 16 105 C 1

Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zum Bestimmen einer Förderleistung eines Herzens, welches Blut in einem Kreislauf durch eine kontrolliert mit einem Atemgas beatmete Lunge sowie ein systemisches Gewebe fördert. Die Erfindung umfaßt auch eine Vorrichtung, die zur Durchführung eines solchen Verfahrens geeignet ist.

Die Förderleistung eines Herzens ist ein Wert, welcher insbesondere zur Beurteilung eines kritisch kranken Patienten von Interesse ist und zusammen mit anderen Werten wie Pulsfrequenz des Herzens, Blutdruck und Sauerstofftransport zwischen Lunge und systemischem Gewebe sowie chemischen Kenngrößen des Blutes einen großen Überblick über den betrachteten Kreislauf und seine Funktion zu geben vermag. Ein solcher großer Überblick kann wesentlich beitragen zur Stellung einer Diagnose durch einen Arzt und zur Auffindung einer eventuell angezeigten Therapie.

Ein Verfahren der eingangs genannten Art geht hervor aus dem Buch "Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie", herausgegeben von W.-D. Keidel, Georg Thieme Verlag, Stuttgart und New York 1985, siehe Kapitel 5.5, Seite 5.19. Demnach wird Blut in dem Kreislauf markiert, indem in eine Vene des betrachteten Kreislaufs, und zwar in der Nähe des Herzens, ein Farbstoff oder eine stark abgekühlte Lösung in das Blut injiziert und der Farbstoff oder die abgekühlte Lösung in dem Blut nach Passage des Herzens in einer Arterie des Kreislaufs registriert wird. Aus der Menge des injizierten Indikators und einem Integral der zeitlichen Verteilung der in der Arterie gemessenen Konzentration kann dann durch Quotientenbildung die gewünschte Förderleistung des Herzens (gemessen in Volumeneinheit pro Zeiteinheit) berechnet werden. In der Referenz ist nicht von einem Integral die Rede, sondern von einer "mittleren Konzentration"; diese entspricht allerdings besagtem Integral, dividiert durch die Zeit, die der Indikator zur Passage des Meßpunktes in der Arterie benötigt.

Ein alternatives Verfahren zur Bestimmung der Förderleistung, welches in dem genannten Dokument ebenfalls beschrieben ist, benutzt keinen Indikator, sondern wertet die von dem Kreislauf pro Zeiteinheit aufgenommene Menge Sauerstoff und eine Differenz zwischen der Konzentration von Sauerstoff in arteriellem Blut (welches soeben in der Lunge mit Sauerstoff beladen wurde) und der Konzentration von Sauerstoff in venösem Blut (Blut, welches in dem systemischen Gewebe von Sauerstoff entladen wurde und der Lunge zufließt) aus. Zwar wird zu diesem Verfahren gesagt, daß dort Sauerstoff als Indikator Verwendung finde; das Verfahren verwendet aber keinen Indikator im Sinne des zuerst beschriebenen Verfahrens, denn es wertet lediglich funktionelle Daten des in einem stationären Zustand befindlichen Kreislaufes aus; es unterbleibt die Verwendung irgendeines besonderen Stoffes zur Markierung des Blutes. Um eine zuverlässige summarische Aussage zu erlauben, muß das alternative Verfahren allerdings Bezug nehmen auf die Konzentration des Sauerstoffes in demjenigen Blut, welches durch Mischung des Blutes aus allen Venen des Kreislaufes gebildet ist und somit nur in der Pulmonalarterie, durch die es vom Herzen der Lunge zufließt, vorliegt. Die Konzentration des Sauerstoffes in demjenigen Blut, welches die Lunge passiert hat, kann dagegen ohne Einbuße an einer beliebigen Arterie des Kreislaufes, durch welche das Blut dem systemischen Gewebe zufließt, gemessen werden, denn in den Arterien des Kreislaufes findet kein Umsatz von Sauerstoff statt. Da für das alternative Verfahren somit eine Aussage über das Blut in der Pulmonalarterie notwendig ist, erfordert das Verfahren den Einsatz eines Pulmonalkatheters, der durch eine systemische Vene und das Herz in die Pulmonalarterie

eingbracht werden muß. Dies ist ein erheblicher und keinesfalls risikoloser Eingriff in den Kreislauf.

Aus der US 46 08 995 ist es bekannt, die Förderleistung eines Herzens zu bestimmen, indem einzuatmende Luft mit einem gasförmigen Indikator in variabler Konzentration versetzt wird. Durch einen Atemvorgang gelangt der gasförmige Indikator in den Blutkreislauf und wird dort durch Messung seiner Konzentration in dem strömenden Blut nachgewiesen.

Ein Überblick über Messungen an lebenden Kreisläufen geht hervor aus dem Buch "Clinical Application of Blood Gases", 4. Auflage, Year Book Medical Publishers, Inc., Chicago, London und Boca Raton 1989; siehe insbesondere die Kapitel 2 (Seite 16 ff.), 8 (Seite 136 ff.), 9 (Seite 144 ff.) und 19 (Seite 242 ff.). Aus diesem Buch gehen ebenfalls Informationen zu den genannten Meßverfahren für eine Förderleistung eines Herzens sowie detaillierte Angaben zu einer Ausführungsform eines Pulmonalkatheters (Kapitel 8) und außerdem Angaben, die zur Herleitung einer Beziehung zwischen dem Partialdruck von Sauerstoff in Blut und der zugehörigen Konzentration von Sauerstoff in dem Blut dienlich sind, hervor. Hinsichtlich des Transportes von Sauerstoff durch das Blut ist zu bemerken, daß dieser Transport hauptsächlich dadurch erfolgt, daß der Sauerstoff chemisch an die in dem Blut enthaltene Substanz Hämoglobin gebunden und so von der Lunge zum systemischen Gewebe transportiert wird. Im systemischen Gewebe wird diese Verbindung gelöst und der Sauerstoff an das Gewebe abgegeben, und außerdem Kohlendioxid aus dem Gewebe aufgenommen. So gelangt das Kohlendioxid zur Lunge, wo es wiederum gegen Sauerstoff ausgetauscht wird. In geringerem Umfang ist auch gasförmiger Sauerstoff in dem Blut gelöst, wobei ein Gleichgewicht zwischen gelöstem und chemisch gebundenem Sauerstoff besteht. In vielen Fällen kann davon ausgegangen werden, daß das Hämoglobin in arteriellem Blut vollständig mit Sauerstoff gesättigt ist; eine Ausnahme besteht nur insoweit, als ein mehr oder weniger geringer Anteil des Hämoglobins, typisch 1,5%, gebundenes Kohlenmonoxid enthält und dadurch dem Sauerstoff-Kohlendioxid-Zyklus entzogen ist (siehe Seite 157). Aus dem Aufsatz "Integrated pO₂, pCO₂, pH Sensor System for Online Blood Monitoring" von W. Gumbrecht et al.; Sensors and Actuators B, 18, 19 (1994), 704 geht ein Sensorsystem hervor, mit welchem die Partialdrücke von Sauerstoff und Kohlendioxid sowie der pH-Wert in Blut gleichzeitig bestimmt werden können. Das Sensorsystem beinhaltet eine Sonde, welche in eine Arterie oder Vene des Kreislaufes eingebracht werden muß und ein Pumpsystem, welches das Blut durch die Sonde zu den eigentlichen Sensoren bringt. Auch aus der EP 0 588 153 B1 und dem US-Patent 5 376 255 geht ein Sensor hervor, welcher geeignet ist, um einen Partialdruck von Sauerstoff oder Kohlendioxid in Blut zu messen.

Aus dem Aufsatz "Electrochemical Gas Sensor with Extremely Fast Response Times" von M.J. Tierney et al., Anal. Chem. 65 (1993), 3435, geht ein elektrochemischer Gassensor hervor, welcher sich zum Nachweis von Sauerstoff, Kohlendioxid und anderen Gasen in einem Gemisch mit solchen Gasen eignet. Dieser Sensor zeichnet sich aus durch eine besonders geringe charakteristische Zeitkonstante, d. h. durch eine besonders geringe Ansprechzeit, bis der Sensor auf eine schlagartige Veränderung der Zusammensetzung des Gases, dem er ausgesetzt ist, reagiert.

Die Aufgabe der Erfindung besteht darin, ein Verfahren zum Bestimmen einer Förderleistung eines Herzens der in der Einleitung genannten Art anzugeben, welches eine zuverlässige Bestimmung ohne die Notwendigkeit eines Pulmonalkatheters und ohne die Notwendigkeit der Injektion einer als Indikator dienenden Flüssigkeit in den Kreislauf

ermöglicht. Es soll auch eine entsprechende Vorrichtung angegeben werden.

Diese Aufgabe wird mit dem Verfahren gemäß Patentanspruch 1 bzw. mit der Vorrichtung gemäß Patentanspruch 12 gelöst.

Das erfindungsgemäße Verfahren verwendet einen Indikator, also eine Substanz, mit welcher das Blut markiert wird. Das Markieren des Blutes kann dadurch erfolgen, daß dem Blut eine geeignete Substanz besonders zugeführt wird. Diese Substanz kann ohnehin in dem Blut vorhanden sein und zum Zwecke der Markierung angereichert werden. Es ist auch möglich, das Blut zu markieren, indem eine im Blut ohnehin vorhandene Substanz zum Zwecke der Markierung abgereichert wird. Die Substanz kann ein Bestandteil üblichen Atemgases sein, insbesondere Sauerstoff; dann kann die Markierung beispielsweise derart erfolgen, daß der Anteil dieser Substanz in dem Atemgas zum Zwecke der Markierung verringert wird.

Von Bedeutung ist, daß der Indikator derart beschaffen ist, daß er über die Lunge in das Blut gelangen kann. Dieser Indikator wird in einer geeignet gewählten Dosis während eines Zeitraums mit einer kurzen, vorbestimmten Dauer dem die Lunge durchströmenden Blut zugeführt oder vor-
 10 enthalten, je nachdem, ob die Markierung in einer Anreicherung oder Abreicherung des Indikators in dem Blut bestehen soll. Der Indikator verteilt sich in dem Blut und wird nachgewiesen, indem an einer beliebigen systemischen Arterie in dem Blut, welches von der Lunge zum Gewebe strömt, ein zeitlicher Verlauf einer Konzentration des Indikators gemessen und ein Integral über die zeitliche Verteilung bestimmt wird. Die gewünschte Förderleistung wird dann erhalten als Quotient mit der Dosis als Zähler und dem Integral als Nenner.

Das Verfahren erfordert sensorische Mittel nur insoweit, als die Dosis des Indikators und die Konzentration des Indikators in dem Blut bestimmt werden müssen. Die Bestimmung der Dosis kann erfolgen mit Hilfe eines Gassensors im Atemgas, welches der Lunge zuströmt oder von der Lunge abströmt, die Bestimmung der Konzentration mittels eines Blutsensors, welcher in eine beliebige, insbesondere leicht zugängliche, Arterie des Kreislaufs eingeführt ist. Es ist nicht erforderlich, daß ein Sensor in unmittelbarer Nähe des Herzens oder der Lunge eingesetzt wird; es bedarf also weder eines Pulmonalkatheters noch eines sonstigen Herzkatheters.

Das zum Einsatz kommende Atemgas kann übliche Luft oder ein speziell vorgeschriebenes Gemisch, insbesondere mit höherem Gehalt an Sauerstoff als übliche Luft, sein. Insbesondere kann das Atemgas derart zusammengesetzt sein, daß spezifischen Bedürfnissen eines kritisch kranken Patienten, dessen Herz mit dem erfindungsgemäßen Verfahren bewertet werden soll, genügt wird.

Eine bevorzugte Weiterbildung des Verfahrens zeichnet sich dadurch aus, daß während des Beatmens der Lunge durch in einem Atemtakt periodisch wiederholtes Einatmen und Ausatmen die Dosis bestimmt wird durch Bestimmen zumindest einer Differenz zwischen einem Anteil des Indikators in dem bei einem Einatmen eingeatmeten Atemgas und einem Anteil des Indikators in dem bei einem unmittel-
 20 bar anschließenden Ausatmen ausgeatmeten Atemgas. Demnach wird also die von dem Blut in der Lunge aufgenommene Dosis des Indikators bestimmt aus einer Differenz zwischen mit dem Atemgas eingeatmeter und mit dem Atemgas ausgeatmeter Menge des Indikators. Hierzu wird weiterhin vorzugsweise ein von dem Atemgas bespülter Gassensor benutzt, welcher eine zugehörige relevante Zeitkonstante hat, die wesentlich kleiner ist als eine Periodendauer des Atemtaktes. Diese relevante Zeitkonstante liegt

weiterhin vorzugsweise unterhalb 200 Millisekunden, insbesondere zwischen 100 Millisekunden und 150 Millisekunden.

Eine andere bevorzugte Weiterbildung des Verfahrens zeichnet sich dadurch aus, daß jede Konzentration gemessen wird durch Messen eines Partialdrucks des Indikators in dem Blut und Umrechnen des Partialdrucks in die Konzentration. Zum Messen des Partialdrucks kommt weiterhin vorzugsweise ein von dem Blut bespülter Blutsensor zum Einsatz. Wie gesagt ist der Indikator im Sinne der Erfindung derart beschaffen, daß er durch Atmen in das Blut gelangen kann. Er wird daher in der Regel bei Umgebungsbedingungen, wie sie in Blut in einem lebenden Kreislauf anzutreffen sind, einen Partialdruck in merklicher Höhe aufweisen. Dementsprechend ist der Indikator in vielen Fällen durch Messung dieses Partialdrucks nachweisbar. Bei der Verweh-
 30 dung von Sauerstoff als Indikator ist allerdings zu beachten, daß der Sauerstoff im Blut nicht alleine in physikalisch gelöster Form vorliegt, sondern in wesentlichem Umfang in an Hämoglobin chemisch gebundener Form. Dies ist bei der Umrechnung des gemessenen Partialdrucks in die Konzentration gegebenenfalls zu beachten; die Konzentration des Indikators muß sich stets auf den gesamten, in dem Blut vorhandenen Indikator beziehen, unabhängig davon, ob er in chemisch unverändert er Form oder in chemisch irgendwie gebundener Form vorliegt. Der Blutsensor hat außerdem vorzugsweise eine zugehörige relevante Zeitkonstante, welche höchstens 5 Sekunden, insbesondere höchstens 2 Sekunden, beträgt. Eine relevante Zeitkonstante solcher Größe hat sich als ausreichend gering erwiesen, um den in dem Blut zu erwartenden zeitlichen Verlauf der Konzentration des Indikators zuverlässig und hinreichend präzise aufzeichnen zu können. Es hat sich herausgestellt, daß der zeitliche Verlauf der Konzentration gekennzeichnet ist durch einen Anstieg während eines Zeitintervalls, das 10 bis 20 Sekunden dauert, und einen sich daran anschließenden allmählichen Abfall, welcher sich über ein wesentlich größeres Zeitintervall erstreckt. Der Blutsensor wird daher vorzugsweise so ausgelegt, daß er den Anstieg der Konzentration präzise und ohne wesentliche Einbuße aufzulösen vermag.

Die Dauer, während derer im Rahmen des Verfahrens der Indikator dem Blut zugeführt wird, beträgt vorzugsweise höchstens 30 Sekunden, insbesondere zwischen 10 und 20 Sekunden. Dies entspricht wenigen Perioden eines üblichen Atemtaktes und erlaubt es, die gewünschte Messung zuverlässig und ohne wesentliche Beeinträchtigung des Kreislaufes durchzuführen. Drifteffekte, die sich durch allmähliche Verschiebungen der Nullpunkte der Meßsignale der verwendeten Sensoren äußern, können sich nicht wesentlich auswirken. Gegebenenfalls können solche Drifteffekte bei den Messungen berücksichtigt werden mittels Extrapolation aus Meßwerten, die vor der Markierung des Blutes gewonnen wurden, oder durch Interpolation zwischen Meßwerten vor der Markierung und Meßwerten nach der Markierung und nach Verschwinden der Konzentration des Indikators in dem untersuchten Blut. Eine nicht allzu große Dauer hat auch den Vorzug, daß von einem stationären Zustand des untersuchten Kreislaufs ausgegangen werden kann. Dies ist von besonderer Bedeutung dann, wenn Sauerstoff oder ein anderer funktionell wichtiger Bestandteil des Blutes als Indikator benutzt wird. In einem solchen Fall ist nämlich davon auszugehen, daß der Kreislauf durch Veränderung insbesondere der Förderleistung des Herzens wie auch anderer funktioneller Daten auf die Zuführung des Indikators reagiert. Vorzugsweise ist das Verfahren zum Bestimmen der Förderleistung des Herzens abgeschlossen vor Ablauf einer Reaktionszeit, nach welcher eine Reaktion des Kreislaufs auf die Zuführung des Indikators zu erwarten ist. Bevorzugt ist es,

daß die Dauer, wenigen Periodendauern des Atemtaktes, welcher das periodisch wiederholte Einatmen und Ausatmen des Atemgases bestimmt, entspricht. Insbesondere wird eine Dauer vom Einfachen bis zum Dreifachen einer solchen Periodendauer in Betracht gezogen.

Besonders bevorzugt wird es, als Indikator Sauerstoff zu benutzen, indem während des Zeitraumes Atemgas zum Beatmen benutzt wird, in welchem Sauerstoff enthalten ist mit einem geänderten Anteil, welcher wesentlich verschieden ist von einem initialen Anteil, mit dem Sauerstoff außerhalb des Zeitraums in dem zum Beatmen benutzten Atemgas enthalten ist. Dabei ist der geänderte Anteil weiterhin vorzugsweise größer als der initiale Anteil, insbesondere etwa gleich 100%. Eine solche Ausgestaltung des Verfahrens macht sich zunutze, daß es bei der Beatmung eines kritisch kranken Patienten in der Regel ohnehin einer sorgfältigen Festlegung der Zufuhr von Sauerstoff bedarf, wobei vielfach ein Atemgas zum Einsatz kommt, welches Sauerstoff in einem Anteil von mehr als 21%, dem Anteil von Sauerstoff in üblicher Luft, enthält. Dies kann nämlich wesentlich zu einer gewünschten Stabilisierung eines kritisch kranken Patienten beitragen. Die Benutzung von Sauerstoff als Indikator geschieht dabei vorzugsweise derart, daß für die vorgegebene Dauer der Anteil des Sauerstoffs in dem Atemgas erhöht wird; auf diese Weise wird jedenfalls ein kritisch kranker Patient zu keiner Zeit einem Atemgas ausgesetzt, welches Sauerstoff in einem unerwünscht und/oder unannehm niedrigen Anteil enthält. Besonders bevorzugt wird der geänderte Anteil des Sauerstoffs in dem Atemgas auf einen Anteil um 100% bemessen, so daß der Lunge zur Markierung des Blutes im wesentlichen reiner Sauerstoff zugeführt wird. Dadurch ergibt sich in dem Blut eine besonders hohe Veränderung des Partialdrucks des Sauerstoffs, was der Präzision der Messung zugute kommt.

Zu den spezifischen Vorteilen der Vorrichtung gemäß Patentanspruch 12 sei verwiesen auf die vorstehenden Ausführungen zu den Vorteilen dem erfindungsgemäßen Verfahrens, welche sinngemäß auch für die Vorrichtung gelten und hier nicht wiederholt werden müssen.

Vorzugsweise hat der Gassensor in der Vorrichtung eine relevante Zeitkonstante, die kleiner als 200 Millisekunden ist und insbesondere zwischen 100 Millisekunden und 150 Millisekunden liegt.

Der Blutsensor ist vorzugsweise empfindlich für einen Partialdruck des Indikators in dem ihn bespülenden Blut.

Weiterhin vorzugsweise sind sowohl der Gassensor als auch der Blutsensor empfindlich für Sauerstoff und sind eingerichtet zur Verwendung von Sauerstoff als Indikator.

Außerdem vorzugsweise sind die Mittel zur Versetzung des Atemgases mit dem Indikator Mittel zur Anreicherung des Atemgases mit Sauerstoff.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung sowie ein Modellversuch für die Erfindung werden nachfolgend anhand der Zeichnung erläutert. Anhand der Zeichnung erfolgen auch Erläuterungen zur Benutzung von Sauerstoff als Indikator. Die Zeichnung ist zur Herausstellung bestimmter Merkmale teilweise in schematisierter Form ausgeführt. Zur Ergänzung der aus der Zeichnung unmittelbar erkennbaren Hinweise wird verwiesen auf die vorstehend zitierten Dokumente des Standes der Technik. In der Zeichnung zeigen im einzelnen:

Fig. 1 einen physiologischen Kreislauf, ergänzt um eine Vorrichtung zum Bestimmen einer Förderleistung des Herzens in dem Kreislauf;

Fig. 2 ein Diagramm, aus welchem der Zusammenhang zwischen Partialdruck und Konzentration von Sauerstoff in menschlichem Blut unter typischen Bedingungen hervorgeht;

Fig. 3 einen Modellversuchsaufbau; und

Fig. 4 ein Diagramm mit Meßdaten, gewonnen unter Benutzung des Meßversuchsaufbaus nach Fig. 3.

Fig. 1 zeigt einen physiologischen Kreislauf 1 bis 7. Dieser Kreislauf umfaßt ein Herz 1, welches Blut durch eine Pulmonalarterie 2 zu einer Lunge 3 fördert, wo das Blut mit Sauerstoff angereichert und von Kohlendioxid abgereichert wird. Aus der Lunge 3 gelangt das Blut durch eine Pulmonalvene 4 zurück zum Herzen 1 und wird von diesem nachfolgend durch eine systemische Arterie 5 zu einem Gewebe 6 gefördert. In diesem Gewebe 6 wird der in dem Blut enthaltene Sauerstoff ausgetauscht gegen Kohlendioxid, und von dem Gewebe 6 gelangt das Blut schließlich durch eine systemische Vene 7 erneut zurück zum Herzen 1, von wo es wiederum wie beschrieben in die Pulmonalarterie 2 gelangt. Der Kreislauf 1 bis 7 ist typisch Bestandteil eines lebenden Organismus, beispielsweise eines kritisch kranken Patienten. Einer detaillierten Erläuterung des Aufbaus und der Funktion der Lunge 3 sowie des Gewebes 6, welches den gesamten Organismus mit Ausnahme des Herzens 1 und der Lunge 3 repräsentiert, bedarf es an dieser Stelle nicht.

Die Lunge 3 wird mittels einer Beatmungseinrichtung 8 bis 11 beatmet, indem ihr im Rhythmus eines Atemtaktes durch einen Tubus 8 und ein Einatemgebläse 9 Atemgas zugeführt oder durch das Ausatemgebläse 10 Atemgas entzogen wird. Ein Sauerstoffvorrat 11 ist vorgesehen, durch welchen das Atemgas über ein Regelventil 12 mit Sauerstoff angereichert werden kann; dies kann von Bedeutung sein, um den Kreislauf eines kritisch kranken Patienten zu unterstützen und dem Patienten eventuell Erleichterung zuteil werden zu lassen. Die Beatmungseinrichtung 8 bis 12 wird gesteuert von der Steuereinrichtung 13, die außerdem die Durchführung des nachfolgend zu beschreibenden Verfahrens zum Bestimmen einer Förderleistung des Herzens 1 steuert und die notwendigen Messungen durchführt; sie wird daher gelegentlich auch als Meßeinrichtung 13 bezeichnet. Der Sauerstoffvorrat 11 kann eine übliche Vorratsflasche sein; es ist ebenfalls denkbar, sich eines festinstallierten Sauerstoffverteilungssystems, wie es häufig in Krankenhäusern anzutreffen ist, als Sauerstoffvorrat 11 zu bedienen. Die dargestellte Beatmungseinrichtung 8 bis 12 ist lediglich als Beispiel anzusehen; den einschlägig bewanderten und tätigen Personen sind Beatmungseinrichtungen insbesondere für kritisch kranke Patienten in großer Vielfalt bekannt, zumal solche Beatmungseinrichtungen außer für kritisch kranke Patienten vielfach zur Beatmung von Patienten bei chirurgischen Operationen eingesetzt werden. Die nachfolgend zu beschreibende Erfindung ist grundsätzlich offen zur Verwendung jedweder möglichen Beatmungseinrichtung, sofern diese die wenigen nachfolgend zu beschreibenden spezifischen Bedingungen erfüllt.

Das nunmehr zu beschreibende erfindungsgemäße Verfahren zur Bestimmung der Förderleistung des Herzens 1 benutzt einen Indikator, welcher dem in dem Kreislauf 1 bis 7 strömenden Blut über das der Lunge 3 zugeführte Atemgas zugeführt wird. Das Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 1 läßt grundsätzlich völlige Freiheit bei der Wahl des Indikators; bevorzugt wird allerdings Sauerstoff. Der Indikator ist dabei eine zusätzliche Dosis Sauerstoff, die dem der Lunge 3 zugeführten Atemgas während eines kurzen Zeitraums durch entsprechende Steuerung des Regelventils 12 zugeführt wird. Um diese Dosis exakt messen zu können, ist in dem Tubus 8 ein von dem Atemgas bespülbarer Gassensor 14 vorgesehen. Dieser Gassensor 14 soll den Indikator in dem Atemgas sowohl während des Einatmens als auch während des Ausatmens nachweisen, so daß die in den Kreislauf 1 bis 7 gelangte Dosis bestimmbar ist durch Differenzbildung zwischen der bei einem Einatmen in die Lunge 3 ge-

langen Menge und der bei einem unmittelbar anschließenden Ausatmen aus der Lunge 3 abgegebenen Menge. Ein entsprechender Gassensor 14 ist beschrieben in einem Dokument des Standes der Technik, wie oben ausgeführt. Der Indikator verteilt sich in dem Blut, welches solcherart markiert den Kreislauf 1 bis 7 durchfließt; dadurch, daß dieses Blut die Pulmonalvene 4 und das Herz 1 passieren muß, ist die Verteilung des Indikators in dem Blut weitgehend gleichmäßig, ohne größere Variabilität auf kleinem Raum. Die zur Bestimmung der Förderleistung notwendige Konzentrationsmessung kann daher sehr präzise und zuverlässig durchgeführt werden. Für diese Konzentrationsmessung vorgesehen ist ein Blutsensor 15, welcher von Blut aus der systemischen Arterie 5 bespülbar ist. Es gibt keine wesentlichen Einschränkungen hinsichtlich der Positionierung des Blutsensors 15; er kann im Prinzip an jeder einigermaßen leicht erreichbaren Arterie des Organismus, dessen Herzen 1 zu untersuchen ist, positioniert werden. Es ist nicht erforderlich, daß der Sensor 15 in bestimmter Weise nahe des Herzens 1 positioniert sein müßte. Um das in dem Kreislauf 1 bis 7 strömende Blut keinesfalls zu beeinträchtigen ist vorgesehen, daß der Blutsensor 15 nicht unmittelbar in die systemische Arterie 5 hineinragt, sondern daß dem Blutsensor 15 über einen Abzweig 16 eine geringe Menge Blut zugeführt und anschließend in einen Ablauf 17 entsorgt wird.

Beim Einsatz eines bekannten Blutsensors 15, siehe das entsprechende zitierte Dokument des Standes der Technik, genügen für die fällige Messung wenige Mikroliter Blut; das Verfahren kann somit durchgeführt werden ohne wesentliche Beeinträchtigung des zu untersuchenden Organismus. Mittels des Blutsensors 15 wird nun der zeitliche Verlauf der Passage des Indikators durch den Kreislauf 1 bis 7 verfolgt, und es wird eine zeitliche Verteilung der Konzentration des Indikators in dem Blut an der Stelle des Blutsensors 15 aufgezeichnet und integriert. Die gewünschte Förderleistung des Herzens 1 ergibt sich dann als Quotient mit der Dosis D des über die Lunge 3 zugeführten Indikators als Zähler oder Dividend und besagtem Integral als Nenner oder Divisor. Das Verfahren kommt aus ohne Benutzung eines Katheters, also einer Sonde, die durch die systemische Vene 7 bis zum Herzen 1 und möglicherweise durch dieses hindurch in die Pulmonalarterie 2 geschoben werden müßte. Es ist auch nicht nötig, eine Injektion irgendeiner Flüssigkeit (Indikator oder kalte Lösung) in den Kreislauf 1 bis 7 vorzunehmen.

Die vorstehenden Ausführungen hinsichtlich bevorzugter Weiterbildungen des Gassensors 14 und des Blutsensors 15 sowie hinsichtlich einer bevorzugten Dauer des Zeitraums, während dessen der Indikator über die Lunge 3 zugeführt wird, gelten auch für das Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 1; von einer Wiederholung der entsprechenden Ausführungen an dieser Stelle wird abgesehen.

Fig. 2 zeigt ein Diagramm, aus welchem der Zusammenhang zwischen dem Partialdruck von Sauerstoff und der zugehörigen Konzentration von Sauerstoff in arteriellem menschlichem Blut unter normalen Bedingungen hervorgeht. Blut speichert Sauerstoff auf zwei Weisen, nämlich physikalisch durch Lösung und chemische durch Bindung an den Blutfarbstoff Hämoglobin. Beide Weisen tragen bei zur Form der Kurve in dem Diagramm.

Ausgehend vom Nullpunkt zeigt sich zunächst ein starker Anstieg der Konzentration bei nur geringfügig wachsendem Partialdruck: Dieser starke Anstieg bedeutet, daß Sauerstoff, welcher in das Blut eintritt, hauptsächlich von dem Hämoglobin gebunden wird; nur ein geringer Anteil des Sauerstoffes wird ohne Eingehen einer chemischen Bindung in dem Blut gelöst. Später wird der Anstieg der Konzentration bei zunehmendem Partialdruck wesentlich geringer: Unter solchen Bedingungen ist das in dem Blut vorhandene Hä-

moglobin praktisch vollständig mit Sauerstoff gesättigt, und für neu hinzukommenden Sauerstoff verbleibt nur die Möglichkeit, physikalisch in dem Blut gelöst zu werden. Der dargestellte Zusammenhang gilt selbstverständlich nur für einen gesunden menschlichen Organismus; er ist gewissen an sich bekannten Veränderungen unterworfen, wenn sich das betrachtete Blut wesentlich verändert. Zu berücksichtigen sind insbesondere die Temperatur des Blutes, der pH-Wert, die Partialdrücke anderer Gase wie Kohlendioxid und die Konzentration des Hämoglobins in dem Blut (welche in einem kritisch kranken Organismus durchaus verändert sein kann, beispielsweise nach großem Blutverlust und Zuführung von Blutersatz, oder nach einer Vergiftung mit Kohlenmonoxid). Generell läßt sich die Konzentration von Sauerstoff im Blut ermitteln unter Berücksichtigung folgender Zahlen: 1 g Hämoglobin bindet maximal 1,34 ml Sauerstoffgas unter Normalbedingungen; 1 dl arterielles Blut speichert 0,0031 ml Sauerstoffgas unter Normaldruck pro Millimeter Quecksilbersäule Partialdruck des Sauerstoffes in dem Blut. Die Konzentration von Hämoglobin in normalem menschlichem Blut beträgt etwa 15 g/dl. Unter vielen Umständen kann es gerechtfertigt sein, von einer vollständigen Absättigung des Hämoglobins durch Sauerstoff in arteriellem Blut auszugehen, so daß der als Indikator zusätzlich zugeführte Sauerstoff alleine physikalisch gelöst würde. Diese Annahme bedarf gegebenenfalls der Bestätigung durch eine entsprechend ausführliche Untersuchung des Blutes. Als Verbesserung kann der aus Fig. 2 erkennbare Zusammenhang herangezogen werden. Die höchste, freilich aufwendigste, Verfeinerung ist eine vorherige Bestimmung des im konkreten Einzelfall anzuwendenden Zusammenhangs durch entsprechend ausführliche Untersuchungen.

Fig. 3 zeigt einen Versuchsaufbau, mit welchem Untersuchungen zur Erfindung durchgeführt worden sind. Dieser Versuchsaufbau umfaßt eine peristaltische Pumpe 18 anstelle des Herzens, einen künstlichen Oxygenator 19 anstelle der Lunge, ein Vorratsgefäß 20 anstelle des systemischen Gewebes und ein Leitungssystem 21 anstelle der Arterien und Venen. Die peristaltische Pumpe 18 ist natürlich wesentlich einfacher als ein Herz aufgebaut und pumpt die in dem Leitungssystem befindliche Flüssigkeit nicht in zwei Schleifen wie ein Herz, sondern in einer einzigen Schleife. Als Flüssigkeit zum Einsatz kommt eine herkömmliche physiologische Elektrolytlösung, die kein Hämoglobin enthält, anstelle des Blutes. Ein in das Leitungssystem 21 eingefügter Wärmetauscher 22 dient dazu, die Elektrolytlösung auf etwa 37°C (übliche Körpertemperatur) zu erwärmen. Der Oxygenator 19 wird nicht wie eine Lunge rhythmisch, sondern kontinuierlich von Atemgas durchströmt. Für das Atemgas vorgesehen sind eine erste Sauerstoffzufuhr 23, welche dem Oxygenator 19 Atemgas mit 21% Sauerstoffgehalt zuführt, und eine zweite Sauerstoffzufuhr 24, welche dem Oxygenator 19 reinen Sauerstoff zuführt. Ein Ventil 25 kann wahlweise die erste Sauerstoffzufuhr 23 oder die zweite Sauerstoffzufuhr 24 mit dem Oxygenator 19 verbinden. Jede Sauerstoffzufuhr 23 oder 24 ist so ausgelegt, daß sie dem Oxygenator 19 Atemgas mit einem Durchsatz von etwa 530 ml/min zuführt. Die Anordnung der Sauerstoffzufuhren 23 und 24 sowie des Umschaltventils 25 ersetzt die Beatmungseinrichtung sowie den Gassensor, da die Zufuhr von Sauerstoff zu der Elektrolytlösung über den Oxygenator 19 jederzeit vollständig bestimmt ist.

Zur Durchführung eines Versuches wird zunächst ein Ruhezustand der Anordnung bestimmt, wobei die Elektrolytlösung von der Pumpe 18 in dem Leitungssystem 21 umgewälzt, von dem Wärmetauscher 22 auf einer Temperatur von etwa 37°C gehalten und von der ersten Sauerstoffzufuhr 23 über das Umschaltventil 25 und den Oxygenator 19 mit

Atemgas mit einem Gehalt von 21% Sauerstoff, entsprechend dem Sauerstoffgehalt üblicher Luft, versorgt wird. In dieser Konfiguration wird der Betrieb aufrechterhalten, bis ein stabiler Zustand erreicht ist. Die Wahl von 21% für den Sauerstoffgehalt des zugeführten Atemgases etabliert ein Gleichgewicht zwischen der Apparatur und der Umgebung hinsichtlich des Sauerstoffes und vermeidet somit systematische Fehler.

Zur Durchführung des Versuches wird das Umschaltventil 25 für einen kurzen Zeitraum, insbesondere 10, 15 oder 20 Sekunden lang, von der ersten Sauerstoffzufuhr 23 auf die zweite Sauerstoffzufuhr 24 umgeschaltet, und nach Ablauf des bestimmten Zeitraums wieder auf die erste Sauerstoffzufuhr 23 zurückgeschaltet. Dadurch ergibt sich eine als Markierung dienende Anreicherung von Sauerstoff in der in dem Leitungssystem 21 zirkulierenden Elektrolytlösung. Die dieser Anreicherung entsprechende Konzentrationsveränderung wird mittels des Blutsensors 15 bestimmt. Dem Blutsensor zugeordnet ist eine Blutsensorpumpe 26, die eine geringe Menge an Flüssigkeit aus dem Leitungssystem 21 über den Blutsensor 15 saugt. Außerdem ist der Blutsensor 15 verbunden mit einer entsprechenden Blutsensorelektronik 27, mit welcher die gewünschten Messungen durchgeführt werden. Dazu ist die Blutsensorelektronik 27 beispielsweise mit einem automatischen Zeichengerät verbunden, welches die Veränderung der Konzentration des Sauerstoffs in der Elektrolytlösung in Form einer Kurve aufzeichnet, wie auch in Fig. 3 dargestellt. Aus dem Integral über die zeitliche Verteilung der veränderten Konzentration des Sauerstoffs, welcher insoweit als Indikator dient, und der der Elektrolytlösung über den Oxygenator 19 zusätzlich zugeführten Dosis von Sauerstoff kann anschließend die Förderleistung der Pumpe 18 berechnet werden.

Fig. 4 zeigt drei Konzentrationskurven a, b und c, die mit dem Meßaufbau gemäß Fig. 3 aufgezeichnet wurden. Für diese drei Kurven a, b und c sind in einer Tabelle angegeben die jeweiligen Förderleistungen der Pumpe 18 sowie die jeweiligen Dosen an Sauerstoff, die als Indikator zur Markierung jeweils in die Elektrolytlösung gegeben wurden. Aufgrund der einfachen Beschaffenheit der Pumpe 18 ist natürlich auch eine direkte Bestimmung ihrer Förderleistung möglich; daher konnte mit dem Versuchsaufbau die wesentliche Übereinstimmung der jeweils erfindungsgemäß ermittelten Förderleistung mit der jeweils tatsächlichen Förderleistung bestätigt werden.

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Bestimmen einer Förderleistung eines Herzens, welche ausgezeichnet sind durch große Einfachheit und dabei vor allem dem Wegfall der Notwendigkeit eines Katheters, welcher in die Nähe des zu untersuchenden Herzens gebracht werden müßte. Es wird ein Indikator verwendet, vorzugsweise Sauerstoff, welcher zur Markierung durch Atmung in das Blut eingebracht wird. Erforderlich sind lediglich die Bestimmung einer Dosis des Indikators, welcher in das Blut gelangt, und die Bestimmung eines zeitlichen Verlaufs oder einer zeitlichen Verteilung der Konzentration des Indikators in dem Blut. Ein dafür verwendet er Blutsensor ist einzubringen in eine Arterie, wobei es keiner besonderen räumlichen Korrelation des Sensors mit dem zu untersuchenden Herzen bedarf. Es kann im Grunde jedwede Arterie verwendet werden, insbesondere eine solche, die einfach zugänglich ist und deren Verwendung insbesondere im Fall der Untersuchung eines kritisch kranken Patienten unproblematisch ist.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Bestimmen einer Förderleistung ei-

nes Herzens (1), welches Blut in einem Kreislauf (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7) durch eine kontrolliert mit einem Atemgas beatmete Lunge (3) sowie ein systemisches Gewebe (6) fördert, umfassend folgende Schritte:

- Bestimmen eines initialen Ruhezustandes des Kreislaufs (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7);
 - während eines Zeitraums mit einer kurzen, vorbestimmten Dauer Markieren des die Lunge (3) durchströmenden Blutes mit einer Dosis eines Indikators, welcher dem Blut über das Atemgas zugeführt wird;
 - während und nach Ablauf des Zeitraums Bestimmen einer zeitlichen Verteilung einer Konzentration, mit der der Indikator in dem von der Lunge (3) zu dem Gewebe (6) strömenden Blut enthalten ist; und
 - Bestimmen der Förderleistung als Quotient mit der Dosis als Dividend und einem Integral der zeitlichen Verteilung als Divisor.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem
 - das Beatmen der Lunge (3) durch in einem Atemtakt periodisch wiederholtes Einatmen und Ausatmen des Atemgases geschieht; und
 - die Dosis bestimmt wird durch Bestimmen zumindest einer Differenz zwischen einem Anteil des Indikators in dem bei einem Einatmen eingeatmeten Atemgas und einem Anteil des Indikators in dem bei einem unmittelbar anschließenden Ausatmen ausgeatmeten Atemgas.
 3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem zum Bestimmen der Anteile ein von dem Atemgas bespülter Gassensor (14) benutzt wird; welcher eine zugehörige relevante Zeitkonstante hat, die wesentlich kleiner ist als eine Periodendauer des Atemtaktes.
 4. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem die relevante Zeitkonstante des Gassensors (14) kleiner als 200 Millisekunden ist, insbesondere zwischen 100 Millisekunden und 150 Millisekunden liegt.
 5. Verfahren nach einem der vorigen Ansprüche, bei dem jede Konzentration gemessen wird durch Messen eines Partialdrucks des Indikators in dem Blut und Umrechnen des Partialdrucks in die Konzentration.
 6. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem zum Messen des Partialdrucks ein von dem Blut bespülter Blutsensor (15) benutzt wird.
 7. Verfahren nach Anspruch 6, bei dem der Blutsensor (15) eine zugehörige relevante Zeitkonstante hat, welche höchstens 5 Sekunden, insbesondere höchstens 2 Sekunden, beträgt.
 8. Verfahren nach einem der vorigen Ansprüche, bei dem die Dauer höchstens 30 Sekunden, insbesondere zwischen 10 Sekunden und 20 Sekunden, beträgt.
 9. Verfahren nach einem der vorigen Ansprüche, bei dem
 - das Beatmen der Lunge (3) durch in einem Atemtakt periodisch wiederholtes Einatmen und Ausatmen des Atemgases geschieht; und
 - die Dauer dem Einfachen bis dem Dreifachen einer Periodendauer des Atemtaktes entspricht.
 10. Verfahren nach einem der vorigen Ansprüche, bei dem als Indikator Sauerstoff benutzt wird, indem während des Zeitraums Atemgas zum Beatmen benutzt wird, in welchem Sauerstoff enthalten ist mit einem geänderten Anteil, welcher wesentlich verschieden ist von einem initialen Anteil, mit dem Sauerstoff außerhalb des Zeitraums in dem zum Beatmen benutzten Atemgas enthalten ist.
 11. Verfahren nach Anspruch 10, bei dem der geän-

derte Anteil größer als der initiale Anteil, insbesondere etwa gleich 100%, ist.

12. Vorrichtung zur Bestimmung einer Förderleistung eines Herzens (1), welches Blut in einem Kreislauf (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7) durch eine kontrolliert mit einem Atemgas beatmete Lunge (3) sowie ein systemisches Gewebe (6) führt, umfassend folgende Bestandteile:

- eine Beatmungseinrichtung (8, 9, 10, 11, 12) zur Beatmung der Lunge (3), die Mittel (11, 12) aufweist, um das Atemgas mit einem Indikator zu versetzen;

- einen von Atemgas, welches zwischen der Beatmungseinrichtung (8, 9, 10, 11, 12) und der Lunge (3) strömt, bspülbarer Gassensor (14) zur Bestimmung einer Dosis, mit welcher der Indikator aus dem Atemgas, das den Gassensor (14) bspült, durch die Lunge (3) in das Blut gelangt;

- einen von Blut, welches von der Lunge zu dem systemischen Gewebe (6) strömt, bspülbaren Blutsensor (15) zur Bestimmung einer Konzentration, mit welcher der Indikator in dem Blut, das den Blutsensor (15) bspült, enthalten ist;

- eine Meßeinrichtung (13), welche die Beatmungseinrichtung (8, 9, 10, 11, 12) steuert sowie die mit dem Gassensor (14) bestimmte Dosis und die mit dem Blutsensor (15) bestimmte Konzentration aufnimmt, und welche eingerichtet ist zur Durchführung folgenden Verfahrens:

Bestimmen eines initialen Ruhezustandes des Kreislaufs (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7);

- während eines Zeitraums mit einer kurzen, vorbestimmten Dauer Markieren des die Lunge (3) durchströmenden Blutes mit einer Dosis eines Indikators, welcher dem Blut über das Atemgas zugeführt wird;

- während und nach Ablauf des Zeitraums Bestimmen einer zeitlichen Verteilung einer Konzentration, mit der der Indikator in dem von der Lunge (3) zu dem Gewebe (6) strömenden Blut enthalten ist; und

- Bestimmen der Förderleistung als Quotient mit der Dosis als Dividend und einem Integral der zeitlichen Verteilung als Divisor.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12, bei der der Gassensor (14) eine relevante Zeitkonstante hat, die kleiner als 200 Millisekunden ist, insbesondere zwischen 100 Millisekunden und 150 Millisekunden liegt.

14. Vorrichtung nach Anspruch 12 oder Anspruch 13, bei der der Blutsensor (15) empfindlich für einen Partialdruck des Indikators in dem ihn bspülenden Blut ist.

15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 14, bei der sowohl der Gassensor (14) als auch der Blutsensor (15) empfindlich für Sauerstoff sind, und die eingerichtet ist zur Verwendung von Sauerstoff als Indikator.

16. Vorrichtung nach Anspruch 15, bei der die Mittel (11, 12) zur Versetzung des Atemgases mit dem Indikator Mittel (11, 12) zur Anreicherung des Atemgases mit Sauerstoff sind.

- Leerseite -

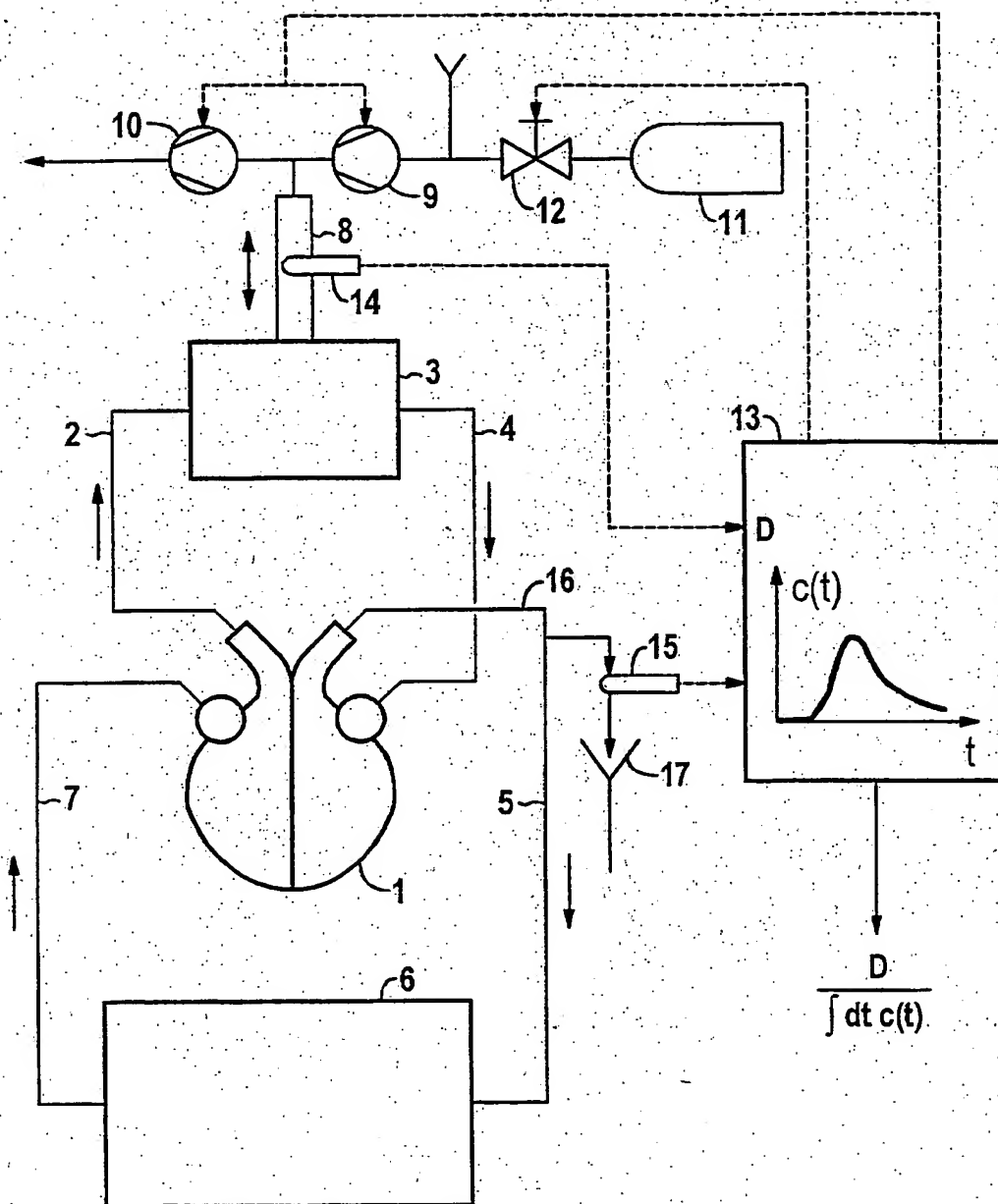


FIG 1

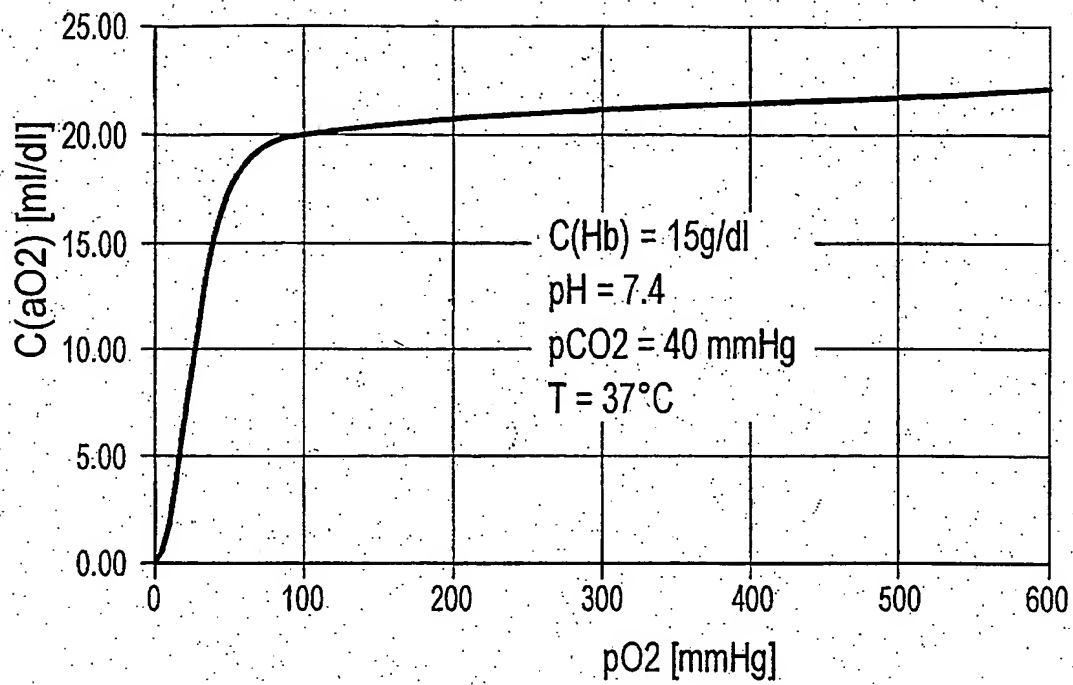


FIG 2

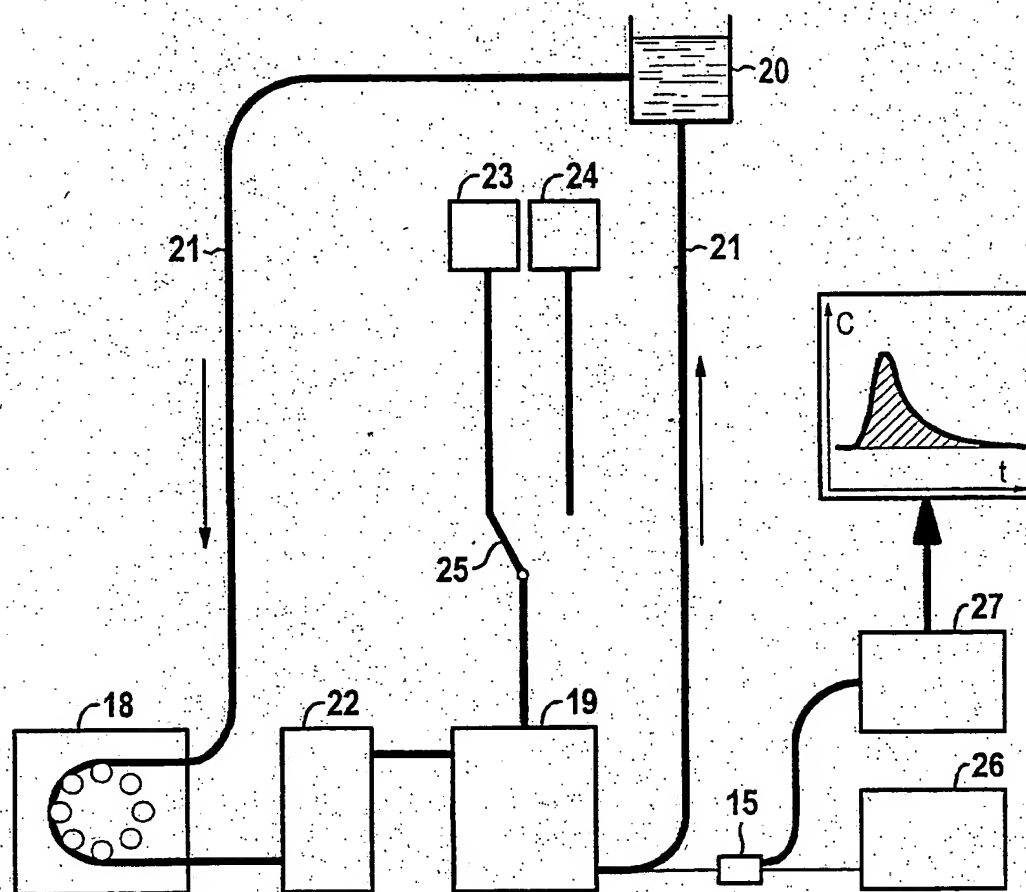


FIG 3

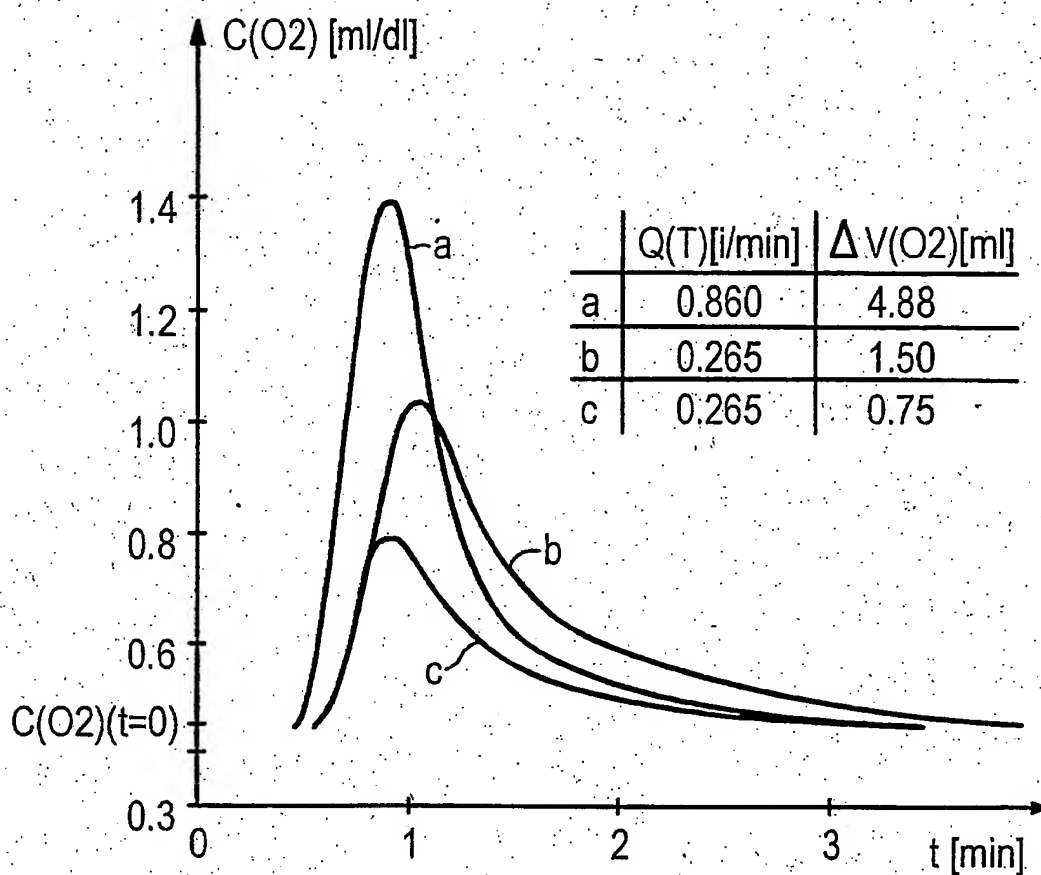


FIG 4